

(19) World Intellectual Property Organization  
International Bureau



(43) International Publication Date  
24 October 2002 (24.10.2002)

PCT

(10) International Publication Number  
**WO 02/084594 A2**

(51) International Patent Classification<sup>7</sup>: **G06T 5/30**

Pavlos [GR/GB]; 21/16 Blair Street, Edinburgh EH11QR (GB). POOLE, Ian [GB/GB]; 38 Prince Regent Street, Edinburgh EH6 4AT (GB).

(21) International Application Number: PCT/GB02/00768

(22) International Filing Date: 21 February 2002 (21.02.2002)

(74) Agent: HAINES, Miles John, et al; D Young & Co, 21 New Fetter Lane, London EC4A 1DA (GB).

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:  
0109524.9 18 April 2001 (18.04.2001) GB

(81) Designated States (*national*): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(71) Applicant (*for all designated States except US*): VOXAR LIMITED [GB/GB]; Bonnington Bond, 2 Anderson Place, Edinburgh EH6 5NP (GB).

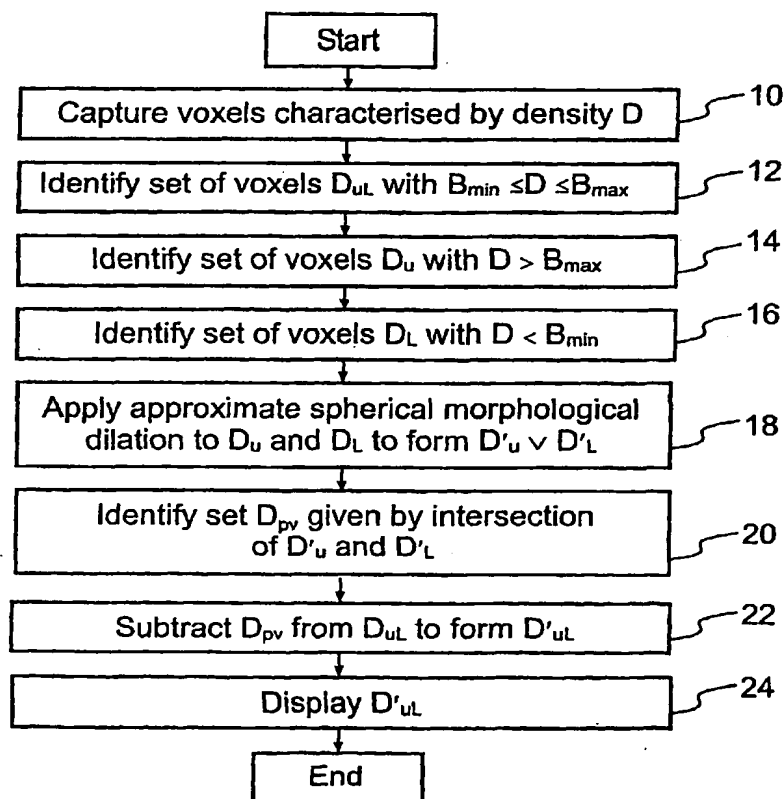
(84) Designated States (*regional*): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM),

(72) Inventors; and

(75) Inventors/Applicants (*for US only*): PAPAGEORGIOU,

[Continued on next page]

(54) Title: CORRECTION OF BOUNDARY ARTEFACTS IN IMAGE DATA PROCESSING



(57) Abstract: An image processing system is described in which sets of image elements having display values outside of a target range B of display values are each respectively morphologically dilated. The intersection between the morphologically dilated sets of image elements is then identified and those image elements within the intersecting region are removed from the set of image elements having the target range B of display values. This removes image elements incorrectly appearing to have display values corresponding to the target range B of display values due to aliasing effect between regions of image elements having display values either side of the target range B of imaging may be two-dimensional or three-dimensional imaging. The morphological dilatation is preferably performed with a quasi-circular or a quasi-spherical structuring element having a radius of between two and three voxels.

(19) 日本国特許庁 (JP)

## (12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-525715

(P2004-525715A)

(43) 公表日 平成16年8月26日 (2004. 8. 26)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>

A 6 1 B 6/03  
 A 6 1 B 5/00  
 A 6 1 B 5/055  
 A 6 1 B 8/00  
 G 0 1 R 33/28

F I

A 6 1 B 6/03 3 6 0 J  
 A 6 1 B 6/03 3 6 0 G  
 A 6 1 B 5/00 G  
 A 6 1 B 8/00  
 G 0 1 T 1/161 C

テーマコード (参考)

2 G 0 8 8  
 4 C 0 9 3  
 4 C 0 9 6  
 4 C 6 0 1  
 5 B 0 5 0

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 40 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2002-582461 (P2002-582461)  
 (86) (22) 出願日 平成14年2月21日 (2002. 2. 21)  
 (85) 翻訳文提出日 平成15年10月20日 (2003. 10. 20)  
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2002/000768  
 (87) 国際公開番号 W02002/084594  
 (87) 国際公開日 平成14年10月24日 (2002. 10. 24)  
 (31) 優先権主張番号 0109524. 9  
 (32) 優先日 平成13年4月18日 (2001. 4. 18)  
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

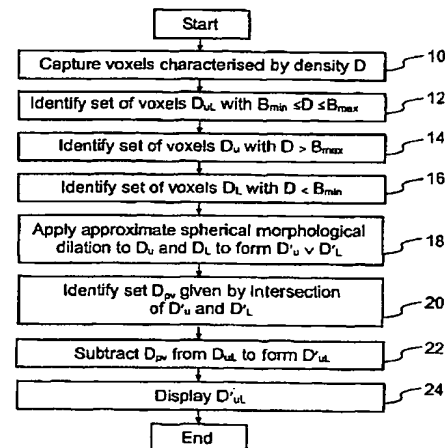
(71) 出願人 500263460  
 ヴォクサー・リミテッド  
 英国スコットランド、エディンバラ イーエイチ6 5エヌビー、2 アンダーソン プレイス、ボニングトン ボンド (番地なし)  
 (74) 代理人 100064908  
 弁理士 志賀 正武  
 (74) 代理人 100108578  
 弁理士 高橋 昭男  
 (74) 代理人 100089037  
 弁理士 渡邊 隆  
 (74) 代理人 100101465  
 弁理士 青山 正和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像データ処理における境界の人為的な構造の補正

## (57) 【要約】

画像処理システムが記載されていて、この中で、表示値の目標範囲 B 外の表示値を有する画像要素の組の各々が、それぞれ形態的に膨張させられる。次に、形態的に膨張した画像要素の組の間の交わりが識別される。そして、それらの交わっている領域内の画像要素が、表示値の目標範囲 B を有する画像要素の組から取り除かれる。これは、画像の目標範囲 B の両側の表示値を有する画像要素の領域間のエイリアシング効果のために、間違っ、表示値の目標範囲 B に相当する表示値を有しているように見える画像要素を取り除く。画像は、二次元であっても三次元であってもよい。形態上の膨張は、好ましくは、2 から 3 ボクセルの半径を有する準円形または準球形の構成要素で実行される。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

各々が表示値を有している画像要素の配列によって形成された画像データを処理する方法において、

$B_{min}$  から  $B_{max}$  までの表示値の目標範囲内の表示値を有する目標の画像要素の組を識別するステップと、

$B_{min}$  以下の表示値を有する低い表示値の画像要素の組を識別するステップと、

$B_{max}$  より大きい表示値を有する高い表示値の画像要素の組を識別するステップと、

前記低い表示値の画像要素の組に、形態上の膨張を適用して、膨張した低い表示値の画像要素の組を生成するステップと、

前記高い表示値の画像要素の組に、形態上の膨張を適用して、膨張した高い表示値の画像要素の組を生成するステップと、

前記膨張した低い表示値の画像要素の組および前記膨張した高い表示値の画像要素の組の両方の中に存在する、交わりの画像要素の組を識別するステップと、

前記目標の画像要素の組から、前記交わりの画像要素の組の中にも存在する画像要素を取り除いて、修正された目標の画像要素の組を作り出すステップとを有していることを特徴とする方法。

## 【請求項 2】

前記画像要素はボクセルであり、前記配列はボクセルの三次元配列であることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 3】

前記低い表示値の画像要素の組に適用される前記形態上の膨張は、準球形の構成要素を用いることを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

## 【請求項 4】

前記高い表示値の画像要素の組に適用される前記形態上の膨張は、準球形の構成要素を用いることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の方法。

## 【請求項 5】

前記準球形の構成要素は、2 から 3 ボクセルの半径を有していることを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の方法。

## 【請求項 6】

前記準球形の構成要素は、だいたい 2.5 ボクセルの半径を有していることを特徴とする請求項 5 に記載の方法。

## 【請求項 7】

前記表示値は、対応する画像要素にマッピングされる、撮像されている対象の部分から返される信号強度の測定値を表していることを特徴とする請求項 1 から 6 のうちのいずれか一項に記載の方法。

## 【請求項 8】

前記信号強度の測定値は、CAT スキャン、MRI スキャン、超音波スキャン、PET のうちの 1 つを用いて検出されることを特徴とする請求項 7 に記載の方法。

## 【請求項 9】

前記低い値の画像要素の組は、柔らかい組織に相当し、前記高い値の画像要素の組は、骨に相当し、かつ前記目標の画像要素の組は、コントラスト増強剤を含んでいる血管に相当することを特徴とする請求項 1 から 8 のうちのいずれか一項に記載の方法。

## 【請求項 10】

各々が表示値を有している画像要素の配列によって形成された画像データを処理する装置において、

$B_{min}$  から  $B_{max}$  までの表示値の目標範囲内の表示値を有する目標の画像要素の組を識別する動作が可能な目標の組の識別器と、

$B_{min}$  以下の表示値を有する低い表示値の画像要素の組を識別する動作が可能な低い表示値の組の識別器と、

10

20

30

40

50

$B_{max}$  より大きい表示値を有する高い表示値の画像要素の組を識別する動作が可能な高い表示値の組の識別器と、

前記低い表示値の画像要素の組に、形態上の膨張を適用して、膨張した低い表示値の画像要素の組を生成する動作が可能な低い組の膨張器と、

前記高い表示値の画像要素の組に、形態上の膨張を適用して、膨張した高い表示値の画像要素の組を生成する動作が可能な高い組の膨張器と、

前記膨張した低い表示値の画像要素の組および前記膨張した高い表示値の画像要素の組の両方の中に存在する交わりの画像要素の組を識別する動作が可能な交わり識別器と、

前記目標の画像要素の組から、前記交わりの画像要素の組の中にも存在する画像要素を取り除いて、修正された目標の画像要素の組を作り出す動作が可能な交わり除去器とを備えていることを特徴とする装置。

10

【請求項 11】

前記画像要素はボクセルであり、前記配列はボクセルの三次元配列であることを特徴とする請求項 10 に記載の装置。

【請求項 12】

前記低い表示値の画像要素の組に適用される前記形態上の膨張は、準球形の構成要素を用いることを特徴とする請求項 11 に記載の装置。

【請求項 13】

前記高い表示値の画像要素の組に適用される前記形態上の膨張は、準球形の構成要素を用いることを特徴とする請求項 11 または 12 に記載の装置。

20

【請求項 14】

前記準球形の構成要素は、2 から 3 ボクセルの半径を有していることを特徴とする請求項 12 または 13 に記載の装置。

【請求項 15】

前記準球形の構成要素は、だいたい 2.5 ボクセルの半径を有していることを特徴とする請求項 14 に記載の装置。

【請求項 16】

前記表示値は、対応する画像要素にマッピングされる、撮像されている対象の部分から返される信号強度の測定値を表していることを特徴とする請求項 10 から 15 のうちのいずれか一項に記載の装置。

30

【請求項 17】

前記信号強度の測定値は、CAT スキャン、MRI スキャン、超音波スキャン、PET のうちの 1 つを用いて検出されることを特徴とする請求項 16 に記載の装置。

【請求項 18】

前記低い値の画像要素の組は、柔らかい組織に相当し、前記高い値の画像要素の組は、骨に相当し、かつ前記目標の画像要素の組は、コントラスト増強剤を含んでいる血管に相当することを特徴とする請求項 9 から 17 のうちのいずれか一項に記載の装置。

【請求項 19】

コンピュータを制御して、各々が表示値を有している画像要素の配列によって形成された画像データを処理する動作が可能なコンピュータプログラムを記録しているコンピュータプログラム製品において、

40

$B_{min}$  から  $B_{max}$  までの表示値の目標範囲内の表示値を有する目標の画像要素の組を識別する動作が可能な目標の組の識別ロジックと、

$B_{min}$  以下の表示値を有する低い表示値の画像要素の組を識別する動作が可能な低い表示値の組の識別ロジックと、

$B_{max}$  より大きい表示値を有する高い表示値の画像要素の組を識別する動作が可能な高い表示値の組の識別ロジックと、

前記低い表示値の画像要素の組に、形態上の膨張を適用して、膨張した低い表示値の画像要素の組を生成する動作が可能な低い組の膨張ロジックと、

前記高い表示値の画像要素の組に、形態上の膨張を適用して、膨張した高い表示値の画像

50

要素の組を生成する動作が可能な高い組の膨張ロジックと、  
前記膨張した低い表示値の画像要素の組および前記膨張した高い表示値の画像要素の組の  
両方の中に存在する交わりの画像要素の組を識別する動作が可能な交わり識別ロジックと

、  
前記目標の画像要素の組から、前記交わりの画像要素の組の中にも存在する画像要素を取り  
除いて、修正された目標の画像要素の組を作り出す動作が可能な交わり除去ロジックと  
を有していることを特徴とするコンピュータプログラム製品。

【請求項 20】

前記画像要素はボクセルであり、前記配列はボクセルの三次元配列であることを特徴とする  
請求項 19 に記載のコンピュータプログラム製品。

10

【請求項 21】

前記低い表示値の画像要素の組に適用される前記形態上の膨張は、準球形の構成要素を用  
いることを特徴とする請求項 20 に記載のコンピュータプログラム製品。

【請求項 22】

前記高い表示値の画像要素の組に適用される前記形態上の膨張は、準球形の構成要素を用  
いることを特徴とする請求項 20 または 21 に記載のコンピュータプログラム製品。

【請求項 23】

前記準球形の構成要素は、2 から 3 ボクセルの半径を有していることを特徴とする請求項  
21 または 22 に記載のコンピュータプログラム製品。

【請求項 24】

前記準球形の構成要素は、だいたい 2.5 ボクセルの半径を有していることを特徴とする  
請求項 23 に記載のコンピュータプログラム製品。

20

【請求項 25】

前記表示値は、対応する画像要素にマッピングされる、撮像されている対象の部分から返  
される信号強度の測定値を表していることを特徴とする請求項 19 から 24 のうちのいず  
れか一項に記載のコンピュータプログラム製品。

【請求項 26】

前記信号強度の測定値は、CAT スキャン、MRI スキャン、超音波スキャン、PET の  
うちの 1 つを用いて検出されることを特徴とする請求項 25 に記載のコンピュータプロ  
グラム製品。

30

【請求項 27】

前記低い値の画像要素の組は、柔らかい組織に相当し、前記高い値の画像要素の組は、骨  
に相当し、かつ前記目標の画像要素の組は、コントラスト増強剤を含んでいる血管に相当  
することを特徴とする請求項 19 から 26 のうちのいずれか一項に記載のコンピュータ  
プログラム製品。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像データ処理の分野に関する。特に、本発明は、表示値のより広い全範囲内  
に位置する、表示値のある範囲内にある表示値を有する画像要素 (image element) の表  
示に関する。

40

【背景技術】

【0002】

二次元画像を表すものであれ、三次元画像を表すものであれ、画像要素が、それらの画像  
要素に対する表示値に応じて、作られた画像要素の少なくともいくつかの選択および修正  
処理を伴って、ユーザに示される画像表示システムが提供されていることが知られている。  
ある場合には、これらの画像要素は、欠陥のある装置 (defection device) からの信号  
強度値の測定を通して、直接、物体の物理的な特性に関連付けられる。一例として、医療  
用画像への応用において、CAT スキャンまたは MRI スキャンから返される信号を表す  
信号値を、各々の特定の画像要素に対して返される信号の値によって調整される強度また

50

は色を有する表示要素によって表示することができる。このような画像の解釈を容易にするために、異なる色を表示値の異なる範囲にマッピングして、特定の特徵、例えば血管が、画像内で、より目立つようにすることができることが知られている。

#### 【0003】

全体としての画像に対する、表示値のより広い全範囲内に位置する、表示値のある範囲内に入っている、それらの画像要素を選択的に処理または表示することを望む場合に、特有の問題が起こる。添付の図面の図1は、このような画像を示している。この画像は、高い表示値を有する画像要素の領域2、例えば医療用画像内での骨の領域を含んでいる。高い表示値を有するこの領域2は、低い表示値を有する画像要素、例えば柔らかい組織を表している画像要素の全体的な背景4の中に位置している。また、骨の領域2の高い値と背景の柔らかい組織の領域4の低い値との間のどこかに位置する表示値を有する画像要素によって表される、コントラスト増強剤を含んでいる血管6が、この画像内に存在する。

10

#### 【0004】

添付の図面の図2は、現実の画像処理システムの有限の解像度によって起こる問題を示している。すなわち、骨の領域2と柔らかい組織4との間に、骨の領域2の高い値と柔らかい組織の領域4の低い値との間のどこかにある値を有する画素で形成される境界が存在する。多くの場合、これらの境界の画素は、血管6に相当する表示値とほぼ同じ表示値を有している。それゆえに、図2の画像を、外観を強調するために、さもなければ何らかの方法で血管6に相当する表示値を有する表示要素を選択するために処理すると、該当する表示値を有するよう見えるエイリアシング (aliasing) 効果によって、誤って、骨の領域2と柔らかい組織4との間の境界領域も強調されてしまう。

20

#### 【発明の開示】

##### 【課題を解決するための手段】

#### 【0005】

1つの態様から見ると、本発明は、各々が表示値を有している画像要素の配列によって形成された画像データを処理する方法を提供する。この方法は、

$B_{min}$  から  $B_{max}$  までの表示値の目標範囲内の表示値を有する目標の画像要素の組を識別するステップと、

$B_{min}$  以下の表示値を有する低い表示値の画像要素の組を識別するステップと、

$B_{max}$  より大きい表示値を有する高い表示値の画像要素の組を識別するステップと、

30

前記低い表示値の画像要素の組に、形態上の膨張を適用して、膨張した低い表示値の画像要素の組を生成するステップと、

前記高い表示値の画像要素の組に、形態上の膨張を適用して、膨張した高い表示値の画像要素の組を生成するステップと、

前記膨張した低い表示値の画像要素の組および前記膨張した高い表示値の画像要素の組の両方の中に存在する、交わりの画像要素の組を識別するステップと、

前記目標の画像要素の組から、前記交わりの画像要素の組の中にも存在する画像要素を取り除いて、修正された目標の画像要素の組を作り出すステップとを有している。

#### 【0006】

本発明においては、間違っ、表示値の目標範囲に相当する表示値を有するよう見える画像要素が、目標範囲の両側における表示値を有する画像要素の領域間の境界に出現することを認識している。そして、これらの境界の画像要素を確実に識別することができれば、それらを取り除くことができる。本発明は、目標領域の両側における領域 (すなわち画像要素の組) を形態的に膨張させて、それらの膨張した領域の交わりを求めることによって、このような境界の画像要素を識別する。膨張した領域は、それらがお互いに接する所で交わるので、これに応じて、この技術は、上記の境界領域を選択的に識別して、目標領域と目標範囲外の表示値を有する画像要素の領域との間の境界にある画像要素を拾ってしまうことはない。これらの境界の画像要素が識別されれば、それらを、目標範囲内の表示値を有する画像要素の組から取り除くことができ、そして、目標の表示値を有する修正された画像要素の組を、境界のエイリアシングの人為的な構造 (artefact) を低減させて表

40

50

示することができ、あるいは、いくつかの別の方法での処理を行う、例えば体積を測定することができる。

【0007】

本発明の技術は、正しく識別された画像要素の表示に重大な影響を与えることなく、誤った人為的な構造を画像内に生み出している画像要素を識別して、取り除くことができる。これに比べて、全ての境界の画像要素に上書きする、高い表示値の領域または低い表示値の領域を単に形態的に広げるだけの技術は、表示値の目標範囲を正しく有する画像要素の領域の表示の中の、端または細部にも上書きしそうである。例えば、細かい毛細管は、画像から消失してしまう可能性がある。

【0008】

上述した技術は、二次元画像および三次元画像の両方に適用することができることが分かるであろう。本発明は、三次元ボクセル (voxel) データの画像配列の中で用いるのに、特に適している。これは、上述したように、このような画像が、領域間のエイリアシングの人為的な構造によって、著しく品位を落とされる可能性があるからである。

【0009】

形態上の膨張 (dilatation) は、個々の状況に応じて、いろいろな形をとることができるが、球形の形態上の膨張の形を有しているのが好ましい。それによって、各ボクセルは、準 (quasi) 球形の周囲の領域内の全ての点に突出される。

【0010】

この形態上の膨張に用いられる球形の構成要素 (structuring element) は、いろいろな大きさを有することができるが、本発明においては、この構成要素が、2 から 3 ボクセルの大きさの半径を有するときに、特に効果的であり、だいたい 2.5 ボクセルの大きさであることが、より好ましいことが分かった。

【0011】

画像要素は、識別されている範囲に対応する表示値と関連付けられていて、これらの画像要素が表示される方法を制御するために用いられることが分かるであろう。好適な実際のシステムにおいては、表示値は、通常、視覚的な特性とみなされるもの、例えば色または強度には対応しておらず、その代わりに、測定システム、例えば C A T スキャナ、M R I スキャナ、超音波スキャナおよび P E T システムから検出された信号値に関連している。

【0012】

本発明は、医療診断、例えば血管造影の画像内で、コントラスト増強剤を含んでいる血管と、柔らかい組織と、骨とを区別することを試みる際に、画像から人為的な構造を除去するのに、特によく適している。

【0013】

本発明の別の態様によれば、上述した技術によって、画像データを処理する装置、およびコンピュータを制御して画像データを処理するコンピュータプログラムが提供される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、添付の図面を参照して、単なる例としての本発明の実施形態を説明する。

【0015】

画像データ、例えば C A T スキャナ、M R I スキャナ、超音波スキャナまたは P E T (Positron emission tomography system; 陽電子放射断層撮影システム) で収集された 100 枚の  $512 \times 512$  の二次元画像の集積を、既知の技術による画像処理にかけて、撮像された構造の三次元表示を生成することができる (一般に、多くのユーザによって選択される、三次元表示の二次元投影像が、コンピュータのモニタ上に表示される)。二次元画像の集積から、構造のこのような三次元表示を生成する技術自体は、知られているので、更にここで説明しない。

【0016】

生成された三次元表示を分かりやすくするために、強調またはいくつかの他の方法での選

10

20

30

40

50

択処理のための表示値の範囲を選択することが、知られている。一例として、特定の範囲の表示値を有するボクセルに、鮮やかな色をつけて、その画像内で目立たせることができる。または、特定の範囲の表示値を有するボクセルを、その画像から削除するために選択して、他のより興味がある特徴を明らかにすることができる。

#### 【0017】

図3は、画像内でのボクセルの発生頻度を、それらのボクセルと関連する信号値の関数として示したヒストグラムである。図3に示したように、興味がある目標範囲Bは、ユーザによって選択される上限  $B_{max}$  および下限  $B_{min}$  を有している。ユーザは、おそらく血管造影法を実行するときに要求されるような、コントラスト増強剤を含んでいる血管を選び出すことを試みるために、この範囲を選択することができる。この目標範囲は、信号値のより幅広い全範囲内に配置され、目標範囲Bの下側の境界となる下側の信号値の範囲Aによって作り出される。同様に、高い側の値の範囲Cは、目標範囲Bの高い側の境界となる。前述のように、範囲A内の信号値を返す組織が、範囲C内の信号値を返す組織と境を接しているときに、1つの問題が起こる可能性がある。システムの空間解像度および有限の解像度のサンプリングの結果、たとえこれが強調したい本当の血管の領域でないとしても、範囲Bに相当する信号値を有する画像要素すなわちボクセルが、この境界で生成される。

10

#### 【0018】

図4は、人為的な構造を除去する技術を図示しているフローチャートである。ステップ10で、画像を形成するためのボクセルが、対応する表示値を有する各々と共に捕捉される。この場合、この表示値は、検出装置からの信号強度値を表して、濃度値Dを示している。ステップ12で、図3に示した、ユーザが指定した濃度値の目標範囲B内の濃度を有するボクセルの組が識別される。ステップ14で、図3の範囲Cに相当する濃度を有するボクセルの組が識別される。ステップ16で、図3の範囲Aに相当する濃度を有するボクセルの組が識別される。

20

#### 【0019】

ステップ14および16で識別されたボクセルの組は、それから、それぞれの球形の形態上の膨張にかけられ、膨張したボクセルの組が生成される。形態上の膨張は、いろいろな形をとることができるが、この例では、球へのボクセル近似に基づく準球形の (quasi-spherical) 構成要素を用いる。この球は、2から3ボクセルの半径を有しているが、好ましくは、だいたい2.5ボクセルである。このような球形の構成での形態上の膨張は、各ボクセル値を、開始ボクセルを囲んでいて、球形の構成によって定義される領域内の全てのボクセルに突出するように作用する。これは、関係している領域をわずかに広げる／膨張させる。

30

#### 【0020】

ステップ20で、2つの膨張させられた画像要素の組を比較して、両方の組の中に現れる画像要素を識別する。これらの画像要素は、2つの組の間の境界領域に相当する。これらの境界領域は、ボクセルが間違っエイリアシングされる (aliased) 場所なので、それらは、目標範囲B内であるように見える。従って、ステップ12で識別された目標ボクセルの組が、ステップ20で識別された、この交わっているボクセルの組と比較され、両方の組の中に現れた全てのボクセルが、ステップ12で識別されたボクセルの組から取り除かれる。これは、ステップ22で起こる。ステップ24で、境界の人為的な構造を、それらから取り除いた結果としての目標ボクセルの組が表示される。

40

#### 【0021】

図5は、図4のフローチャートに従って行われる処理の数学的表現である。

#### 【0022】

図6は、人為的な構造が存在する処理前の画像および人為的な構造が存在しない処理後の画像を示している。各画像は、骨の領域26、血管28および柔らかい組織の領域30を含んでいる。処理前の画像の中では、柔らかい組織の領域30と骨26との境界が、血管28のものと同一表示値にエイリアシングされている (alias)。そして、それに応じて

50



、この境界領域は、血管 28 と同じ方法で色をつけられ、画像の解釈を困難にする。処理後の画像は、上記の技術を適用して、この人為的な構造を取り除くことによる効果を示している。この人為的な構造は、画像内に現れている領域の形状を不適當に変更することなく、かつ細部を抹消してしまうことなく、取り除かれる。上記の変更や抹消は、目標範囲外の 1 つの領域を膨張させるだけだと、起こる可能性がある。

#### 【0023】

図 7 は、上記した技術による処理を実行するために用いることができる型の多目的コンピュータ 132 の概略を示している。コンピュータ 132 は、中央処理装置 134、リードオンリーメモリ 136、ランダムアクセスメモリ 138、ハードディスク装置 140、ディスプレイドライバ 142 およびディスプレイ 144、キーボード 148 およびマウス 150 を有するユーザ入出力回路 146 を備えていて、全ては共通のバス 152 を介して接続されている。中央処理装置 134 は、ROM 136、RAM 138 またはハードディスク装置 140 内に格納されているプログラムインストラクションを実行して、データ値の処理を実行し、これを RAM 138 またはハードディスク装置 140 内に格納することができる。データ値とは、上記した画像データを意味していて、処理においては、図 4 に示し、かつ同じことが図 5 に数学的に表現されたステップを実行する。プログラムは、様々なプログラミング言語で書くことができる。コンピュータプログラム自体は、記録媒体、例えばコンパクトディスク上に格納して、配布することができる。または、ネットワークの接続路（図示していない）を通じてダウンロードすることができる。多目的コンピュータ 132 は、適切なコンピュータプログラムの制御下で動作するとき、効果的に、上記した技術によって画像データを処理する装置を形成する。多目的コンピュータ 132 は、また、上記のような方法を実行して、適切なコード部分（ロジック）を有しているコンピュータプログラム製品を用いて動作し、上記のような処理を制御する。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0024】

【図 1】異なる表示値に対応する領域を有する画像を概略的に示した図である。

【図 2】起こり得るエイリアシングの人為的な構造を示している図 1 の画像を概略的に示した図である。

【図 3】画像内で強調するための表示値の目標範囲の選択を概略的に示した図である。

【図 4】図 2 に示したような画像から人為的な構造を取り除く技術を示しているフローチャートである。

【図 5】図 4 の処理の数学的表現である。

【図 6】上記した人為的な構造の除去の前後での画像を示した図である。

【図 7】上記の技術による処理を実行するために用いることができる型の多目的コンピュータを概略的に示した図である。

#### 【符号の説明】

#### 【0025】

- 2、26 骨の領域
- 4、30 柔らかい組織の領域
- 6、28 血管

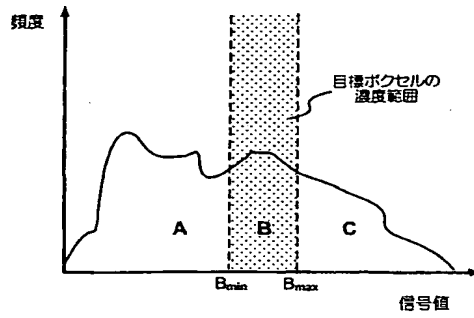
10

20

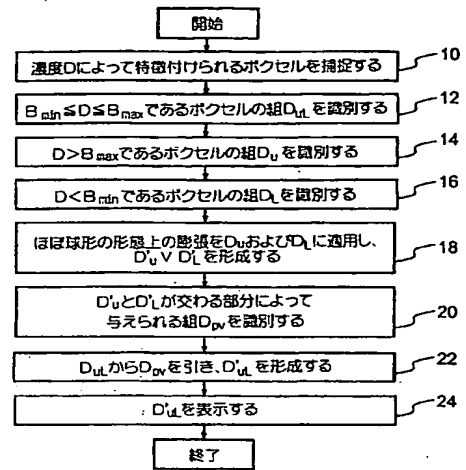
30

40

【図 3】



【図 4】



【図 5】

$$D_b = T(B_{min}, B_{max}) - [(T(B_{max} + 1, \infty) \oplus S) \cap (T(-\infty, B_{min} - 1) \oplus S)]$$

ただし、

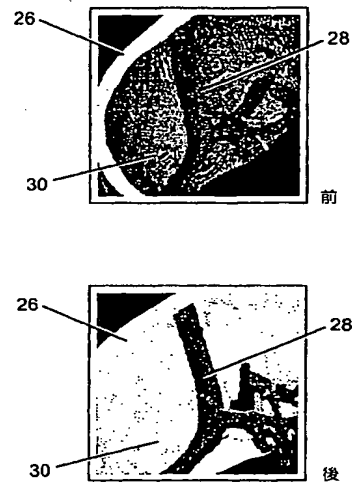
$T(a, b)$ は、濃度 $a$ と $b$ の間に含まれる点の組を示す

$x \oplus y$ は、領域 $x$ の、領域 $y$ だけの形態上の膨張である

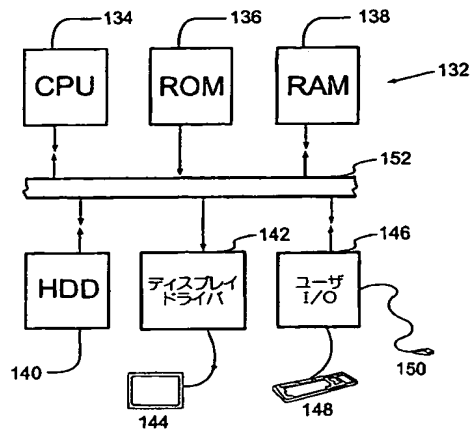
$x \cap y$ は、領域 $x$ と $y$ が交わる部分である

$x - y$ は、組の差である

【図 6】



【図 7】



## 【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization  
International Bureau(43) International Publication Date  
24 October 2002 (24.10.2002)

PCT

(10) International Publication Number  
WO 02/084594 A2

(51) International Patent Classification: G06T 5/30

(54) International Application Number: PCT/GB02/00768

(52) International Filing Date: 21 February 2002 (21.02.2002)

(53) Filing Language: English

(56) Publication Language: English

(57) Priority Data: 01095249 18 April 2001 (18.04.2001) GB

(71) Applicant (for all designated States except US): VONAR LIMITED (GB/GB); Bonnington Road, 2 Anderson Place, Edinburgh EH16 5NP (GB).

(72) Inventors; and

(73) Inventors/Applicants (for US only): PAPAGEORGIOU,

Pavilion (GB/GB); 21/16 Blair Street, Edinburgh EH11 1QR (GB). POOLIE, Ian (GB/GB); 38 Prince Regent Street, Edinburgh EH16 4AT (GB).

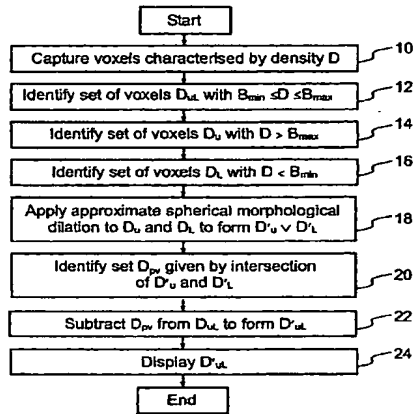
(74) Agent: HAINES, Miles John, et al; D Young &amp; Co, 21 New Fetter Lane, London EC4A 1DA (GB).

(81) Designated States (regions): AE, AG, AI, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EG, ES, FI, GB, GD, GG, GM, GR, GU, HK, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, NZ, OM, PH, PL, PT, RU, SD, SI, SK, SL, SR, ST, TH, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) Designated States (regions): ARIPO patent (GH, GM, KI, LS, MW, MY, SD, SI, SZ, TZ, UG, ZM, ZW). European patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MI, NL, TJ, TM).

[Continued on next page]

(54) Title: CORRECTION OF BOUNDARY ARTIFACTS IN IMAGE DATA PROCESSING



(57) Abstract: An image processing system is described in which sets of image elements having display values outside of a target range B of display values are each respectively morphologically dilated. The intersection between the morphologically dilated sets of image elements is then identified and those image elements within the intersecting region are removed from the set of image elements having the target range B of display values. This removes image elements incorrectly appearing to have display values corresponding to the target range B of display values due to a blurring effect between regions of image elements having display values either side of the target range B of imaging may be two-dimensional or three-dimensional imaging. The morphological dilation is preferably performed with a quasi-circular or a quasi-spherical structuring element having a radius of between two and three voxels.

WO 02/084594 A2

WO 02/084594 A2 

European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, JP, MC, NL, PT, SE, SI, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

**Published:**

without international search report and to be republished upon receipt of that report

WO 02/034594

PCT/GB02/00768

TITLE OF THE INVENTIONCORRECTION OF BOUNDARY ARTEFACTS IN  
IMAGE DATA PROCESSING

5

FIELD OF THE INVENTION

This invention relates to the field of image data processing. More particularly,  
this invention relates to the display of image elements having display values lying  
10 within a range of display values located within a broader overall range of display  
values.

BACKGROUND ART

15 It is known to provide image display systems in which image elements,  
whether they are representing a two-dimensional image or a three-dimensional image,  
are displayed to a user with a selection and modified processing of at least some of the  
image elements being made in dependence upon the display values for those image  
elements. In certain cases, these image elements are directly related to a physical  
20 characteristic of an object through the measurement of signal strength values from a  
defection device. As an example, in medical imaging applications signal values  
representing the signals returned from CAT scanning or MRI scanning may be  
displayed with display elements having their intensity or colour controlled by the value  
of the signal returned for each particular image element. In order to improve the ease  
25 of interpretation of such images it is known to map different colours to different ranges  
of display value such that particular features, e.g. blood vessels, may be made more  
visible within the image.

A particular problem arises when it is desired to selectively process or display  
those image elements falling within a range of display values that is itself located  
30 within a broader full range of display values for the image as a whole. Figure 1 of the  
accompanying drawings illustrates such an image. The image contains a region 2 of  
image elements having high display values, such as a region of bone within a medical

WO 02/084594

PCT/GB02/00763

image. This region 2 having high display values is located within an overall background 4 of image elements having low display values, such as image elements representing soft tissue. Also present within this image is a blood vessel 6 containing a contrast enhancing agent that is represented by image elements having display values  
5 located somewhere between the high values of the bone region 2 and the low values of the background soft tissue region 4.

Figure 2 of the accompanying drawings illustrates the problem that occurs due to the finite resolution of real imaging systems in that at the interface between the bone region 2 and the soft tissue 4 there is a boundary formed of pixels having values lying  
10 somewhere between the high values of the bone region 2 and the low values of the soft tissue region 4. In many cases, these boundary pixels will have display values closely similar to the display values corresponding to the blood vessel 6. Accordingly, if the image of Figure 2 is processed to enhance the appearance, or otherwise select in some way, the display elements having display values corresponding to the blood vessels 6,  
15 then this will erroneously also highlight a region at the interface between the bone region 2 and the soft tissue 4 that due to aliasing effects appears to have the appropriate display value.

WO 02/084594

PCT/GB02/00768

SUMMARY OF THE INVENTION

Viewed from one aspect the present invention provides a method of processing image data formed of an array of image elements, each image element having a display value, said method comprising the steps of:

- 5 identifying a set of target image elements having display values within a target range of display values from  $B_{min}$  to  $B_{max}$ ;
- identifying a set of low display value image elements having display values below  $T_{min}$ ;
- 10 identifying a set of high display value image elements having display values above  $T_{max}$ ;
- applying a morphological dilation to said set of low display value image elements to generate a dilated set of low display value image elements;
- applying a morphological dilation to said set of high display value image elements to generate a dilated set of high display value image elements;
- 15 identifying an intersection set of image elements that are present in both said dilated set of low display value image elements and said dilated set of high display value image elements; and
- removing from said set of target image elements any image elements also present within said intersection set of image elements to form a modified set of target
- 20 image elements.

- The invention recognises that the image elements that are incorrectly appearing to have display values corresponding to the target range of display values occur at the interfaces between regions of image elements with display values at opposite sides of the target range and if these interface image elements can be reliably identified, then they may be removed. The invention identifies such interface image elements by morphologically dilating the regions (i.e. sets of image elements) at either side of the target region and then determining the intersection of those dilated regions. The dilated regions will intersect where they touch one another and accordingly this technique selectively identifies the interface regions rather than picking up image
- 25
  - 30



WO 02/034594

PCT/GB02/00768

elements having display values outside of the target range. When these interface image elements have been identified, they may be removed from the set of image elements having a display value within the target range and the modified set of image elements having the target display value can then be displayed with reduced interface  
5 aliasing artefacts or in some other way processed, e.g. volume measured.

The technique of the invention is able to identify and remove the image elements producing the erroneous artefacts within the image without significantly impacting the display of image elements that are correctly identified. By comparison, a technique that merely morphologically expanded either the high display value region  
10 or the low display value region to overwrite any interface image elements would also be likely to overwrite the edges or the fine detail in the display of the regions image elements that correctly have the target range of display values, e.g. fine capillaries may be lost from the image.

It will be appreciated that the technique described above could be applied to  
15 both two dimensional images and three dimensional images. The invention is particularly well suited to use within imaging arrays of three dimensional voxel data as such images can be significantly degraded by the aliasing artefacts between regions as discussed above.

The morphological dilatation could take a variety of forms depending upon the  
20 particular circumstances, but preferably has the form of a spherical morphological dilatation whereby each voxel is projected onto all the points within a quasi spherical surrounding region.

The spherical structuring element used in this morphological dilatation could have a variety of sizes, but the invention has been found to be particularly effective  
25 when the structuring element has a radius of between 2 and 3 voxel sizes, and more preferably substantially 2.5 voxel sizes.

WO 02/084594

PCT/GB02/00768

It will be appreciated that the image elements have associated display values that correspond to the ranges being identified and are used to control the way in which those image elements are displayed. In preferred practical systems, the display values do not correspond to what would normally be regarded as visual properties, such as  
5 colour or intensity, but instead relate to detected signal values from measuring systems such as CAT scanners, and MRI scanners, ultrasound scanners and PET systems.

The invention is particularly well suited to the removal of artefacts from images when attempting to discriminate between blood vessels containing contrast enhancing agents, soft tissue and bone within a medical diagnostic, such as angiogram,  
10 image.

Other aspects of this invention provide apparatus for processing image data and a computer program for controlling a computer to process image data in accordance with the above described techniques.

WO 02/084594

PCT/GB02/00768

**BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS**

An embodiment of the invention will now be described, by way of example only, with reference to the accompanying drawings in which:

Figure 1 schematically illustrates an image having regions corresponding to  
5 different display values;

Figure 2 schematically illustrates the image of Figure 1 showing the aliasing artefacts that can arise;

Figure 3 schematically illustrates the selection of a target range of display values to highlight within an image;

10 Figure 4 is a flow diagram illustrating a technique for removing artefacts from an image such as that shown in Figure 2;

Figure 5 is a mathematical representation of the processing of Figure 4;

Figure 6 illustrates an image both before and after the removal of the artefacts described above; and

15 Figure 7 schematically illustrates a general purpose computer of the type that may be used to carry out processing in accordance with the above techniques.

WO 02/084594

PCT/GB02/00768

**DETAILED DESCRIPTION**

Image data, such as a collection of say 100 two-dimensional 512\*512 images collected from a CAT scanner, a MRI scanner, an ultrasound scanner or a PET (Positron emission tomography system), may be subject to image processing in accordance with known techniques to produce a three-dimensional representation of the structure imaged (various user selected two-dimension projections of the three-dimensional representation are typically displayed on a computer monitor). The techniques for generating such three-dimensional representations of structures from collections of two-dimensional images are known in themselves and will not be described further herein.

In order to increase the understandability of the three-dimensional representations generated it is known to select ranges of display values for highlighting or selective processing in some other way. As an example, voxels having a particular range of display value may be tinted with a vivid colour to stand out within the image or may be selected for removal from the image to reveal other more interesting features.

Figure 3 is a histogram illustrating the frequency of occurrence of voxels within an image as a function of the signal value associated with those voxels. As illustrated in Figure 3, there is a target range B of interest that may have its upper  $B_{max}$  and lower  $B_{min}$  boundaries selected by the user. The user may select this range to try to pick out blood vessels containing a contrast enhancing agent, such as maybe desired when performing angiography. This target region is positioned within the broader full range of signal values that may be generated with a lower signal value range A bounding the target range B on its lower side. Similarly, a higher value range C bounds the target range B on its higher side. As previously discussed, a problem can arise when tissue that returns a signal value within the range A abuts tissue that returns a signal value within the range C as the spatial resolution of the system and the consequences of finite resolution sampling may result in an image element, voxel, being generated at this interface with a signal value corresponding to the range B even though this is not truly a blood vessel region that it is desired to highlight.

WO 02/034594

PCT/GB02/00768

Figure 4 is a flow diagram illustrating the artefact removal technique. At step 10, the voxels that are to form the image are captured with each one having a corresponding display value, in this case the display values are representative of signal strength values from a detection device, and indicate a density value D. At step 12, the set of voxels having a density within the user specified target range B of density values illustrated in Figure 3 is identified. At step 14, the set of voxels having a density corresponding to the range C of Figure 3 is identified. At step 16, the set of voxels having a density corresponding to the range A of Figure 3 is identified.

10 The sets of voxels identified at steps 14 and 16 are then subject to respective spherical morphological dilatation to produce dilated sets of voxels. The morphological dilatation can take a variety of forms, but in this example uses a quasi-spherical structuring element based upon a voxel approximation to a sphere having a radius of between 2 and 3 voxels, but preferably substantially 2.5 voxels. The morphological dilatation with such a spherical structure acts to project each voxel value onto all of the voxels within a region surrounding the starting voxel defined by the spherical structure. This slightly expands/dilates the region concerned.

At step 20, the two dilated sets of image elements are compared to identify image elements appearing within both sets. These image elements correspond to the interface regions between the two sets. These interface regions are the place where voxels incorrectly aliased so that they appear to be within the target range B may appear. Accordingly, the set of target voxels identified at step 12 is compared with this intersecting set of voxels identified at step 20 and any voxels that appear in both sets are removed from the set of voxels identified at step 12. This occurs at step 22. At step 24, the resulting set of target voxels having the interface artefact removed from them are displayed.

Figure 5 is a mathematical representation of the processing that occurs in accordance with the flow diagram of Figure 4.

WO 02/084594

PCT/GB02/00768

Figure 6 illustrates a Before image in which the artefact is present and an After image in which the artefact is not present. Each image contains a region of bone 26, blood vessels 28 and a soft tissue region 30. In the Before image, the interface between the soft tissue region 30 and the bone 26 aliases to display values similar to those of the blood vessels 28 and accordingly this interface region is tinted in the same way as the blood vessel 28 making the image more difficult to interpret. The After image shows the effect of applying the above technique to removing this artefact. This artefact is removed without inappropriately changing the shape of the regions appearing within the image and without the possibility of obliterating fine detail that may occur by simply dilating one region outside of the target range.

Figure 7 schematically illustrates a general purpose computer 132 of the type that may be used to perform processing in accordance with the above described techniques. The computer 132 includes a central processing unit 134, a read only memory 136, a random access memory 138, a hard disk drive 140, a display driver 142 and display 144 and a user input/output circuit 146 with a keyboard 148 and mouse 150 all connected via a common bus 152. The central processing unit 134 may execute program instructions stored within the ROM 136, the RAM 138 or the hard disk drive 140 to carry out processing of data values that may be stored within the RAM 138 or the hard disk drive 140. Data values may represent the image data described above and the processing may carry out the steps illustrated in Figure 4 and as expressed mathematically in Figure 5. The program may be written in a wide variety of different programming languages. The computer program itself may be stored and distributed on a recording medium, such as a compact disc, or may be downloaded over a network link (not illustrated). The general purpose computer 132 when operating under control of an appropriate computer program effectively forms an apparatus for processing image data in accordance with the above described technique. The general purpose computer 132 also performs the method as described above and operates using a computer program product having appropriate code portions (logic) for controlling the processing as described above.

WO 02/084594

PCT/GB02/00768

CLAIMS

1. A method of processing image data formed of an array of image elements, each image element having a display value, said method comprising the steps of:
- 5 identifying a set of target image elements having display values within a target range of display values from  $B_{min}$  to  $B_{max}$ ;
- identifying a set of low display value image elements having display values below  $B_{min}$ ;
- 10 identifying a set of high display value image elements having display values above  $B_{max}$ ;
- applying a morphological dilation to said set of low display value image elements to generate a dilated set of low display value image elements;
- applying a morphological dilation to said set of high display value image elements to generate a dilated set of high display value image elements;
- 15 identifying an intersection set of image elements that are present in both said dilated set of low display value image elements and said dilated set of high display value image elements; and
- removing from said set of target image elements any image elements also present within said intersection set of image elements to form a modified set of target
- 20 image elements.
2. A method as claimed in claim 1, wherein said image elements are voxels and said array is a three dimensional array of voxels.
- 25 3. A method as claimed in claim 2, wherein said morphological dilation applied to said set of low display value image elements uses a quasi-spherical structuring element.
4. A method as claimed in any one of claims 2 and 3, wherein said morphological
- 30 dilation applied to said set of high display value image elements uses a quasi-spherical structuring element.

WO 02/084594

PCT/GB02/00768

5. A method as claimed in any one of claims 3 and 4, wherein said quasi-spherical structuring element has a radius of between 2 and 3 voxels.
6. A method as claimed in claim 5, wherein said quasi-spherical structuring element has a radius of substantially 2.5 voxels.
7. A method as claimed in any one of the preceding claims, wherein said display values represent a measured signal strength value returned from a portion of a subject being imaged mapped to a corresponding image element.
8. A method as claimed in claim 7, wherein said measured signal strength values are detected using one of:
  - CAT scanning; and
  - MRI scanning;
  - ultrasound scanning; and
  - PET.
9. A method as claimed in any one of the preceding claims, wherein said set of low value image elements correspond to soft tissue, said set of high value image elements correspond to bone and said target set of image elements correspond to blood vessels containing a contrast enhancing agent.
10. Apparatus for processing image data formed of an array of image elements, each image element having a display value, said apparatus comprising:
  - a target set identifier operable to identify a set of target image elements having display values within a target range of display values from  $B_{min}$  to  $B_{max}$ ;
  - a low display value set identifier operable to identify a set of low display value image elements having display values below  $B_{min}$ ;
  - a high display value set identifier operable to identify a set of high display value image elements having display values above  $B_{max}$ ;



WO 01/034594

PCT/GB02/00768

- a low set dilator operable to apply a morphological dilation to said set of low display value image elements to generate a dilated set of low display value image elements;
- a high set dilator operable to apply a morphological dilation to said set of high display value image elements to generate a dilated set of high display value image elements;
- an intersection identifier operable to identifying an intersection set of image elements that are present in both said dilated set of low display value image elements and said dilated set of high display value image elements; and
- an intersection remover operable to remove from said set of target image elements any image elements also present within said intersection set of image elements to form a modified set of target image elements.
11. Apparatus as claimed in claim 10, wherein said image elements are voxels and said array is a three dimensional array of voxels.
12. Apparatus as claimed in claim 11, wherein said morphological dilation applied to said set of low display value image elements uses a quasi-spherical structuring element.
13. Apparatus as claimed in any one of claims 11 and 12, wherein said morphological dilation applied to said set of high display value image elements uses a quasi-spherical structuring element.
14. Apparatus as claimed in any one of claims 12 and 13, wherein said quasi-spherical structuring element has a radius of between 2 and 3 voxels.
15. Apparatus as claimed in claim 14, wherein said quasi-spherical structuring element has a radius of substantially 2.5 voxels.

WO 02/034594

PCT/GB02/00768

16. Apparatus as claimed in any one of claims 10 to 15, wherein said display values represent a measured signal strength value returned from a portion of a subject being imaged mapped to a corresponding image element.
- 5 17. Apparatus as claimed in claim 16, wherein said measured signal strength values are detected using one of:  
     CAT scanning;  
     MRI scanning;  
     ultrasound scanning; and  
 10     PET.
18. Apparatus as claimed in any one of claims 9 to 17, wherein said set of low value image elements correspond to soft tissue, said set of high value image elements correspond to bone and said target set of image elements correspond to blood vessels  
 15 containing a contrast enhancing agent.
19. A computer program product bearing a computer program operable to control a computer to process image data formed of an array of image elements, each image element having a display value, said computer program comprising:  
 20     target set identifying logic operable to identify a set of target image elements having display values within a target range of display values from  $B_{min}$  to  $B_{max}$ ;  
     low display value set identifying logic operable to identify a set of low display value image elements having display values below  $B_{min}$ ;  
     high display value set identifying logic operable to identify a set of high  
 25     display value image elements having display values above  $B_{max}$ ;  
     low set dilating logic operable to apply a morphological dilation to said set of low display value image elements to generate a dilated set of low display value image elements;  
     high set dilating logic operable to apply a morphological dilation to said set of  
 30     high display value image elements to generate a dilated set of high display value image elements;

WO 02/084594

PCT/GB02/00768

intersection identifying logic operable to identifying an intersection set of image elements that are present in both said dilated set of low display value image elements and said dilated set of high display value image elements; and

intersection removing logic operable to remove from said set of target image elements any image elements also present within said intersection set of image elements to form a modified set of target image elements.

20. A computer program product as claimed in claim 19, wherein said image elements are voxels and said array is a three dimensional array of voxels.

21. A computer program product as claimed in claim 20, wherein said morphological dilation applied to said set of low display value image elements uses a quasi-spherical structuring element.

22. A computer program product as claimed in any one of claims 20 and 21, wherein said morphological dilation applied to said set of high display value image elements uses a quasi-spherical structuring element.

23. A computer program product as claimed in any one of claims 21 and 22, wherein said quasi-spherical structuring element has a radius of between 2 and 3 voxels.

24. A computer program product as claimed in claim 23, wherein said quasi-spherical structuring element has a radius of substantially 2.5 voxels.

25. A computer program product as claimed in any one of claims 19 to 24, wherein said display values represent a measured signal strength value returned from a portion of a subject being imaged mapped to a corresponding image element.

26. A computer program product as claimed in claim 25, wherein said measured signal strength values are detected using one of:  
CAT scanning;

WO 02/084594

PCT/GB02/00768

MRI scanning;  
ultrasound scanning; and  
PET.

- 5 27. A computer program product as claimed in any one of claims 19 to 26, wherein said set of low value image elements correspond to soft tissue, said set of high value image elements correspond to bone and said target set of image elements correspond to blood vessels containing a contrast enhancing agent.

WO 02/034594

PCT/GB02/00768

1/7

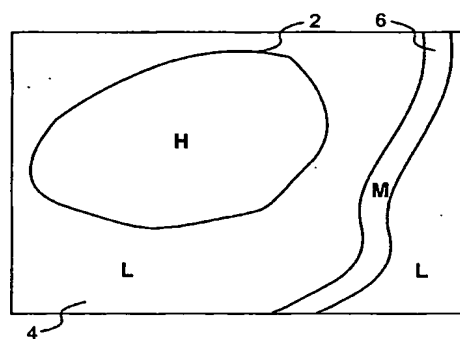


Fig. 1

WO 02/084594

PCT/GB02/00768

2/7

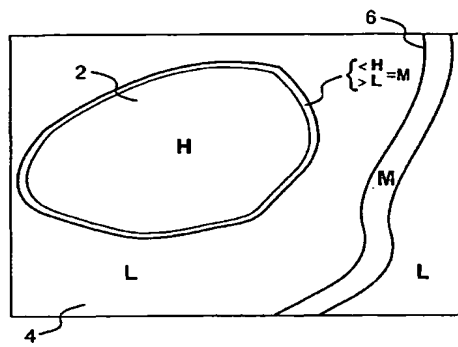


Fig. 2

WO 02/084594

3/7

PCT/GB02/00768

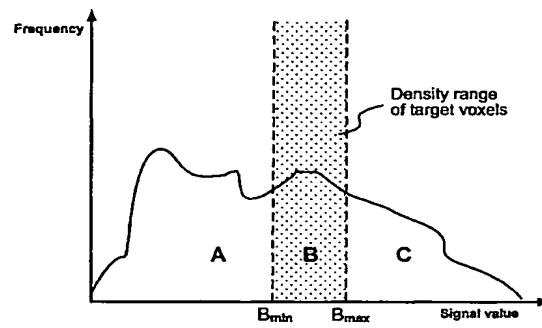


Fig. 3

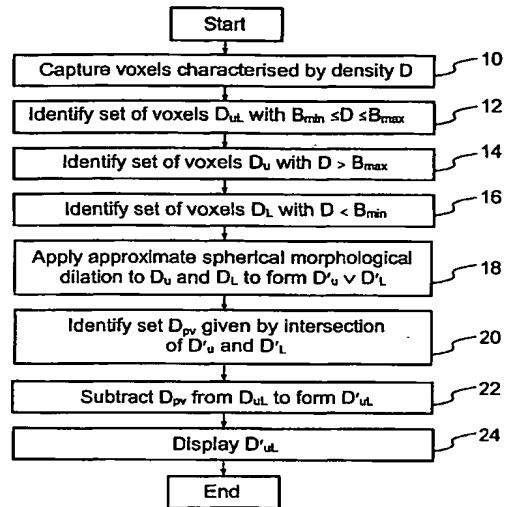


Fig. 4



$$D_b = T(B_{\min}, B_{\max}) - [(T(B_{\max} + 1, \infty) \oplus S) \cap (T(-\infty, B_{\min} - 1) \oplus S)]$$

where:

$T(a, b)$  indicates the set of points between densities  $a$  and  $b$  inclusive

$x \oplus y$  is the morphological dilation of domain  $x$  by domain  $y$

$x \cap y$  is the intersection of domains  $x$  and  $y$

$x - y$  is set difference

Fig. 5

WO 02/084594

6/7

PCT/GB02/00768

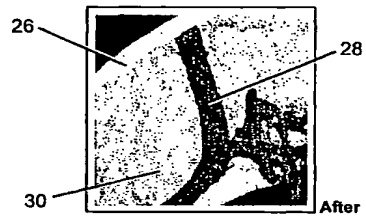
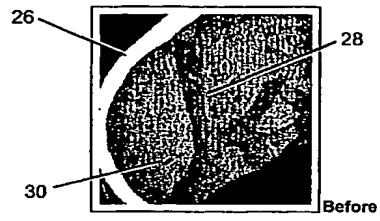


Fig. 6

WO 02/034594

7/7

PCT/GB02/00763

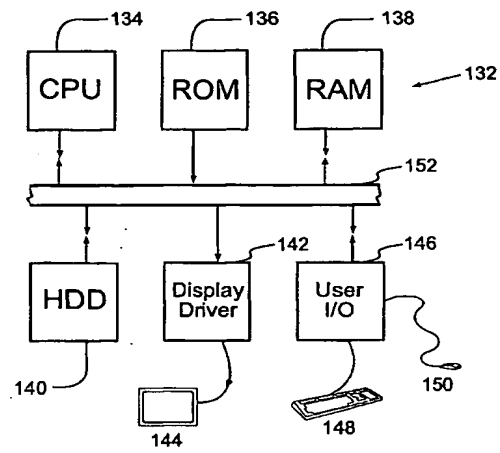


Fig. 7

## 【国際公開パンフレット（コレクトバージョン）】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization  
International Bureau(43) International Publication Date  
24 October 2002 (24.10.2002)

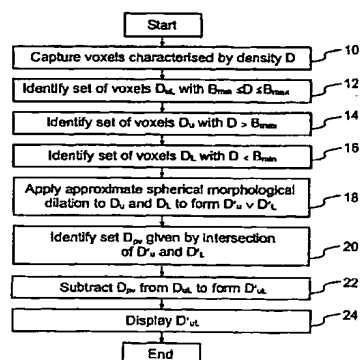
PCT

(10) International Publication Number  
WO 02/084594 A3

- (51) International Patent Classification: G06T 5/30 (74) Agent: HAINES, Miles John, et al; D Young & Co, 21 New Peter Lane, London EC4A 1DA (GB).
- (21) International Application Number: PCT/GB02/00768
- (22) International Filing Date: 21 February 2002 (21.02.2002)
- (23) Filing Language: English
- (24) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 0109524.9 18 April 2001 (18.04.2001) GB
- (71) Applicant (for all designated States except US): VOXAR LIMITED (GBA); Hoxington Road, 2 Anderson Place, Edinburgh EH16 5NP (GB).
- (72) Inventors: and
- (73) Inventors/Applicants (for US only): PAPAGEORGIOU, Pavlos (GBA); 21/16 Blair Street, Edinburgh EH11 1QR (GB). POOLE, Ian (GBA); 38 Prince Regent Street, Edinburgh EH6 4AT (GB).
- (81) Designated States (national): AR, AG, AI, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GR, GM, HR, HU, IL, IN, IS, JP, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GI, GM, KI, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW). Latin American patent (AM, AZ, BY, CU, KZ, MD, RU, TJ, TM). European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR). OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GN, GQ, GW, ML, MR, NI, SN, TD, TG).

(Continued on next page)

(54) Title: CORRECTION OF BOUNDARY ARTEFACTS IN IMAGE DATA PROCESSING



(57) Abstract: An image processing system is described in which sets of image elements having display values outside of a target range B of display values are each respectively morphologically dilated. The intersection between the morphologically dilated sets of image elements is then identified and these image elements within the intersecting region are removed from the set of image elements having the target range B of display values. This removes image elements incorrectly appearing to have display values corresponding to the target range B of display values due to aliasing effect between regions of image elements having display values either side of the target range B of imaging may be two-dimensional or three-dimensional imaging. The morphologically dilation is preferably performed with a quasi-circular or a quasi-spherical structuring element having a radius of between two and three voxels.

WO 02/084594 A3

WO 02/084594 A3



Published:  
— with international search report

(33) Date of publication of the international search report:  
15 October 2003

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Name Application No. PCT/68 02/00768
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC 7 60615/30		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Mammalian documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 6061		
Documentation searched other than mammalian documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Examiner's date base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, INSPEC		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	DAI M ET AL: "Image segmentation by a dynamic thresholding using edge detection based on cascaded uniform filters" SIGNAL PROCESSING, EUROPEAN JOURNAL DEVOTED TO THE METHODS AND APPLICATIONS OF SIGNAL PROCESSING, ELSEVIER SCIENCE PUBLISHERS, B.V. AMSTERDAM, NL, vol. 52, no. 1, 1 July 1996 (1996-07-01), pages 49-63, XP004008757 ISSN: 0165-1684 sections 2, 4.3.2, 5, 5.1, 5.2.2, 5.2.4 -/-	1-27
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
<b>* Special categories of cited documents:</b> "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority (date) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document relating to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the practice or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "A" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
12 June 2003		18/06/2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.O. 5618 Patentzen 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 851 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3018		Authorized officer Kröner, S

Form PCT/ISA290 (second sheet) (July 1999)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		<small>Intern</small> <small>Application No</small> PCT/GB 02/00768
C.(Contributing) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of documents, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	"EDGE CLASS TRAINING FOR SUPERVISED IMAGE SEGMENTATION" IBM TECHNICAL DISCLOSURE BULLETIN, IBM CORP. NEW YORK, US, vol. 34, no. 1, 1 June 1991 (1991-06-01), pages 417-419, XP000210259 ISSN: 0018-8689 the whole document	1,10,19
A	US 5 619 592 A (BLOOMBERG DAN S ET AL) 8 April 1997 (1997-04-08) column 4, line 45 -column 6, line 64	1,10,19
A	JEFFCOAT M K ET AL: "A Morphologically Aided Technique For Quantitative Subtraction Of Dental Radiographic Images" ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 1990, PROCEEDINGS OF THE TWELFTH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE PHILADELPHIA, PA, USA 1-4 NOV. 1990, NEW YORK, NY, USA, IEEE, US, 1 November 1990 (1990-11-01), pages 2068-2070, XP010036399 ISBN: 0-87942-559-8 section: Description of the method	1,10,19
A	REVOL C ET AL: "A new minimum variance region growing algorithm for image segmentation" PATTERN RECOGNITION LETTERS, NORTH-HOLLAND PUBL. AMSTERDAM, NL, vol. 18, no. 3, 1 March 1997 (1997-03-01), pages 249-258, XP004064460 ISSN: 0167-8655 the whole document	1,10,19

Form PCT/ISA/210 (publication of second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT			Inventor Application No. PCT/GB 02/00768	
Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
US 5619592	A	08-04-1997	US 5272764 A	21-12-1993
			US 5048109 A	10-09-1991
			JP 3051182 B2	12-06-2000
			JP 5347698 A	27-12-1993



## フロントページの続き

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
G O 1 R 33/54	G O 6 T 1/00 2 9 0 B	5 B 0 5 7
G O 1 T 1/161	G O 6 T 17/40 B	
G O 6 T 1/00	A 6 1 B 5/05 3 8 0	
G O 6 T 17/40	G O 1 N 24/02 5 3 0 Y	
	A 6 1 B 5/05 3 8 3	
	G O 1 N 24/02 B	

(81) 指定国 AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74) 代理人 100094400  
弁理士 鈴木 三義

(74) 代理人 100107836  
弁理士 西 和哉

(74) 代理人 100108453  
弁理士 村山 靖彦

(74) 代理人 100110364  
弁理士 実広 信哉

(72) 発明者 パヴロス・パバジョルジョ  
イギリス・エジンバラ・EH1・1QR・ブレア・ストリート・21/16

(72) 発明者 イアン・プール  
イギリス・エジンバラ・EH6・4AT・プリンス・リージェント・ストリート・38

F ターム(参考) 2G088 EE01 EE02 FF02 FF07 KK32 KK33  
4C093 CA13 DA02 FF08 FF16 FF42  
4C096 AA11 AA20 AB08 AB15 AD14 AD15 AD25 DC05 DC11 DC18  
DC28 DC35 DD07  
4C601 BB02 BB03 DD14 DE06 EE04 EE09 JB36 JC07 JC37 KK02  
KK03 LL38  
5B050 AA02 BA06 EA03 FA02 FA09  
5B057 AA09 CA12 CA13 CH01